

**Family list**

**3** family member for:

**JP55002416**

Derived from 1 application.

**1 ELECTRODE FOR LIVE BODY**

**Publication info: JP1391768C C - 1987-07-23**

**JP55002416 A - 1980-01-09**

**JP61061808B B - 1986-12-27**

## Biomedical electrode

Publication Number: S55-002416  
Publication Date: 1980-01-09  
Inventor: Junichi USU (JP)  
Applicant: Junichi USU (JP)  
Application Number: S53-074530 1978-06-20

### Claim

Biomedical electrode which has a nitriding silicone film formed on a silicone base substrate.

### Detailed explanation of invention

This invention relates to the biomedical electrode which is fixed to the living body in the case of observing living body information, including an electrocardiogram, an electromyogram, brain-waves measurement, etc., as a living body electricity phenomenon.

Hereafter, the biomedical electrode by this invention is explained in detail. Fig. 1 shows an example of the biomedical electrode by this invention, and (1) shows the biomedical electrode by this invention as a whole among a figure.

In this invention, a specular surface is made to one principal surface (2a) of a silicone base substrate (2), for example, a single-crystal-silicon base substrate, and nitriding silicone  $\text{Si}_3\text{N}_4$  film (3) is especially formed as a dielectric film to this principal surface (2a). (4) shows a living body, and to this living body (4), an electrode (1) is fixed with adhesive tape etc., so that that nitriding silicone film (3) may contact a living body (4). (5) is the terminal drawn from the base substrate (2) side, and it is connected to a detector circuit, for example through an impedance converter (6).

⑩ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭55—2416

⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 B 5/04  
G 01 N 27/30  
27/56

識別記号

庁内整理番号  
7309—4C  
7363—2G  
7363—2G

⑭ 公開 昭和55年(1980)1月9日

発明の数 1  
審査請求 未請求

(全 10 頁)

⑮ 生体用電極

⑯ 特 願 昭53—74530

⑰ 出 願 昭53(1978)6月20日

⑱ 発 明 者 薄準一

武蔵野市吉祥寺北町四丁目七一

二三愛荘

⑲ 出 願 人 薄準一

武蔵野市吉祥寺北町四丁目七一

二三愛荘

⑳ 代 理 人 弁理士 伊藤貞 外 2 名

明 細 書

発明の名称 生体用電極

特許請求の範囲

シリコン基体上に窒化シリコン膜を被着して成る生体用電極。

発明の詳細な説明

本発明は、心電図、筋電図、脳波測定等の生体情報を生体電気現象として観測する場合の生体に取着される生体用電極に係わる。

生体電気現象の観測に用いられる生体用電極としては、金属電極、ガラスビベート電極などがあるが、ガラスビベート電極は、高周波測定ができないという欠点を有し、金属電極は高周波数信号のとり出しには安定で通しているが低周波数に関しては不安定となる欠点を有する。この不安定の原因は、生体の組織液や導電性ペーストのような電解液を媒体として電気現象を伝えるので、金属と電解液界面で生ずる電気化学反応によるドリフト雑音によるものと考えられている。これは、金属が電子伝導体であるのに対して、電解液はイオ

ン伝導体であるため、両者の伝導機構が異なり、その界面での電荷の授受が化学反応を伴うためと考えられる。また、金属—電解液間には電極電位や分極電圧のような直流電位が生じており、これが、生体現象を電気信号として検出する検出回路の増幅器を飽和させ、これがため波形歪を起すという弊害も生ずる。

一方、生体用電極として、要求されることは、検出回路の増幅器の入力インピーダンスに比べ、電極自身のインピーダンスを低くすること、電極と電解液界面で生じる雑音、及びドリフトを小さくすること、機械的に強く、腐蝕しないこと、更に、生体への装置が確実、容易であること、安価であることなどである。

そして、上述した電気化学反応による電荷の授受を少なくし、その不安定性から生じるドリフト雑音を少なくできる生体用電極として、金属と生体の皮膚(電解液)との間に誘電体を介挿させ、この誘電体による静電容量を介して生体の交流信号を検出する電極が提供された。このように、誘

電体を用いたものにおいては、直流平衡電位が入力に現われることによる前述した増幅器の飽和を回避でき、ドリフト雑音を小さくすることができ、更に、生体への装着に当つて導電ペーストを用いる必要もないので長時間モニターに好適である。また、その絶縁性によつて電撃防止効果があるなどの利点がある。

従来の、この誘電電体を用いた生体用電極としては、アルミニウム、或いはタンタルより成る金属板の表面を陽極酸化してこの酸化物より成る誘電体を形成したものや、誘電体としてチタン酸バリウム磁器を用いたものがあるが、アルミニウムの陽極酸化によるものは、生体の塩素イオンによつて陽極酸化膜が劣化して耐久性がないという欠点がある。これに比し、タンタル陽極酸化によるものは、耐久性にはすぐれているが、価格が高いという欠点がある。またチタン酸バリウムを用いたものは、機械的に強く、静電容量を大きくすることができるので、交流信号を検出し易くなるが、反面、これは圧電効果を有するので生体への装着

(3)

波成分の信号の検出が容易となり、その温度依存性も小さく、安定した特性を有し、ドリフト雑音の減少も十分満足できる生体用電極を提供するのである。

以下、本発明による生体用電極について詳細に説明する。第1図は、本発明による生体用電極の一例を示し、図中(1)は本発明による生体用電極を全体として示す。

本発明においては、シリコン基体、例えば単結晶シリコン基体(2)の1主面(2a)を鏡面に仕上げ、この主面(2a)に誘電体膜として、特に窒化シリコン $\text{Si}_3\text{N}_4$ 膜(3)を被着する。(4)は、生体を示し、この生体(4)に対し、電極(1)が、図示しないが接着テープ等によつて、その窒化シリコン膜(3)が生体(4)に接触するように取着される。(5)は、基体(2)側より導出された端子で、例えばインピーダンス変換器(6)を介して検出回路に接続される。

窒化シリコン膜(3)は、モノシラン( $\text{SiH}_4$ )—アンモニア( $\text{NH}_3$ )系の低温気相成長法、いわゆるCVD法(Chemical Vapor Deposition)によつ

(5)

に際しては、その圧電効果による影響を考慮して細心の注意を払つて装着することが必要であるという不安定性と手間の問題がある。

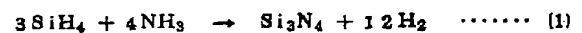
このような欠点を回避するものとしてシリコンウエファを用い、その表面を熱酸化して酸化膜、即ち誘電体膜を形成するようにした生体用電極が提案された。ところが、この構成による電極は、その特性が比較的不安定であるとか、ドリフト雑音が十分低減化できないとかの欠点がある。

そして、他の生体用電極として、金属体上に、蒸着によつて酸化けい素膜より成る誘電体膜を被着した電極が、本発明者によつて提案された。この電極は、安定した特性を示し、また、その誘電体膜の特性、特に誘電率、厚さ、絶縁性の選択の自由度が増し、ドリフト雑音も可成り改善されるものである。

本発明は、上述した酸化シリコンの蒸着膜による誘電体膜を用いた生体用電極と同様に圧電効果による不都合がなく、しかも、この酸化シリコンの蒸着膜に比し、2〜3倍の誘電率を有し、低周

(4)

でシリコン基体(2)上に生成し得る。このCVD法は、シリコン基体(2)に対する窒素の直接反応ではなく、低温での化学反応による膜形成法で、この化学式は、一般的に、



と表わせる。そして、この窒化シリコン膜(3)をシリコン基体(2)上に気相成長させるための装置は、第2図に示すような通常の気相成長装置を用い得る。即ち、例えば、高周波誘導コイル(7)が配置された石英炉心管(8)内に、キャリアガスとしての $\text{H}_2$ ガスと共に、モノシラン $\text{SiH}_4$ ガス、及びアンモニア $\text{NH}_3$ ガスを送り込む。(9)、(10)及び(11)は、各ガスの送給量を調節する弁である。炉心管(8)内にはシリコン基板(2)が配置される。シリコン基板(2)は、例えば厚さが250 $\mu\text{m}$ で、たて及び横が夫々約10mmのほぼ正方形をなし、板面が、111結晶面に沿うように切り出された比抵抗が $0.025\Omega\cdot\text{cm}$ の単結晶シリコンウエファを用い、これを十分洗浄し、表面に酸化膜をエッチングして除去して用いる。そして、このシリコン基板(2)を炉心管(8)内に

(6)

配置した状態で炉心管(8)内を $H_2$ 雰囲気に変換し、その後高周波誘導加熱を開始し、シリコン基板(2)が例えば950℃になるまで昇温し、この温度に約10分間保持して後、モノシラン $SiH_4$ ガスと、アンモニア $NH_3$ ガスとの混合比が、例えば1:200となるように、例えば $SiH_4$ ガスを5cc/分の流量で、 $NH_3$ ガスを1ℓ/分の流量で、 $H_2$ ガスを3.5ℓ/分で送り込む。このようにすると前記(1)式の反応によつてシリコン基板(2)の表面に窒化シリコン $Si_3N_4$ 膜が析出生成される。

このようにして析出生成される窒化シリコン膜の膜質及び膜厚は、各ガスの混合比、流量、反応処理温度等によつて選定できる。第3図は、上述したCVD条件において、反応処理時間と、生成される窒化シリコン膜の膜厚の関係を測定した結果を示すもので、反応時間5分間で約1000Å、15分間で3000Åとなる。

上述の本発明による電極(1)において、その窒化シリコン膜(3)の厚さは、これにピンホールが生ずるようなことがない程度の厚さに選ばれることが

(7)

ている。第6図は、本発明による電極(1)と、従来の酸化シリコン膜を有する電極の直流抵抗の温度特性を測定した結果を示す。第6図中曲線(10)は第4図に説明した本発明による電極(1)における外周温度に対する直流抵抗値の測定値曲線で、曲線(11)は、第7図に示すように、シリコン基板(10)上に2200Åの厚さの $SiO_2$ 膜(12)を熱酸化法によつて被着して成る従来の電極(1)において、 $SiO_2$ 膜(12)上に、Au層(13)を被着して測定した同様の測定値曲線である。これら曲線(10)及び(11)を比較することによつて明らかなように、本発明による電極(1)は、通常の使用温度範囲で殆んどその抵抗値が変化しないものであり、従来の電極(1)による場合に比し、温度依存性は格段的に改善される。即ち、従来の電極(1)では、20℃における抵抗が1.5MΩであるものが80℃では400KΩに減少するが、本発明による電極(1)では、20℃における抵抗が600KΩであるものが、80℃で510KΩに低下するに過ぎない。

更に、静電容量と(12)の温度依存性についても

(9)

要求されるが、反面、これが余り厚くなると、膜(3)に亀裂が生じてくるおそれがあるので、実際上この窒化シリコン膜(3)の厚さは、500Å~3000Åに選ばれることが望まれる。

次に、本発明による電極(1)についての諸特性について述べるが、この諸特性の測定は、第4図に示すように電極(1)の窒化シリコン膜(3)に、50mm<sup>2</sup>の面積の金Au層(13)を蒸着し、この金Au層(13)とシリコン基板(2)に夫々導電性接着剤によつてリード線を取着して端子 $t_1$ 及び $t_2$ を導出する。この場合、 $Si_3N_4$ 膜(3)の厚さは、1000Åに選んだ。先ず、この電極(1)において、直流電流電圧特性を測定した。その結果を第5図に示す。第5図中曲線(14)はAu層(13)側を正極側とした場合、曲線(15)はAu層(13)側を負極側とした場合である。これら曲線(14)及び(15)によつて明かなように、この場合、正負非対称の特性を示し、Au層(13)側を負極側とするときは電圧Vに対し電流Iは、ほぼ直線的に増加しているが、Au層(13)側を正極側とするときは、-1V以下で、log I対log Vが直線的に減少し

(8)

20℃~80℃において測定した。第8図及び第9図は、夫々20℃~80℃における温度変化に対する静電容量及び(12)の各値の測定値曲線で、曲線(16)及び(17)は、夫々第4図に示した本発明による電極(1)の測定値曲線、(18)及び(19)は、夫々第7図に示した従来の電極(1)の各測定値曲線である。これら曲線より明かなように、本発明による電極(1)は、静電容量及び(12)に関しても、通常の使用温度範囲で、その温度依存性が極めて小さいことがわかる。特に、静電容量についてみるに、従来の電極(1)では、20℃で7.5nFを示していたものが、80℃で8.5nFとなり、その変化量は20℃における容量の13%にも及ぶものであるに比し、本発明の電極(1)では、20℃で58nFであつたものが80℃で59nFに変化するのみで、その変化量は20℃における容量のわずか1.7%程度に過ぎない。

また、第10図及び第11図は、夫々周波数に対するインピーダンス及び容量の変化を測定した結果を示し、曲線(20)及び(21)は、夫々第4図に示した

本発明による電極(1)の各測定結果を示し、曲線(4)及び(5)は、第7図に示した従来の電極(4)の各測定結果を示す。この場合、交流電流は40 $\mu$ Aに選定した。インピーダンスに関しては、電極(1)においても電極(4)においても、周波数 $f$ の増加と共にインピーダンス $z$ は減少しているが $\log f$ 対 $\log z$ は、いずれもほぼ直線的減少を示している。そして、周波数-静電容量特性に関しては、曲線(4)と(5)とを比較することによつて明らかなように、本発明による電極(1)においては、従来の電極(4)に比し、広い周波数範囲において平坦な特性を示している。即ち、従来の電極(4)では、0.1Hz $\sim$ 100Hzの範囲で、ほぼ一定の容量となるものであるに比し、本発明の電極(1)では0.1Hz $\sim$ 500Hzの範囲で、ほぼ一定の容量を示す。即ち、本発明による電極(1)によるときは、従来の電極(4)に比し、より高い周波数の信号の検出が可能となることがわかる。

次に生理食塩溶液中での周波数静電容量特性を測定した。この場合、電極(1)は、第12図に示す

(1)

を用意し、同様の測定を行つた。第14図中曲線(4)は、この $\text{SiO}_2$ -Si構造の周波数-静電容量特性である。これらの測定結果から明らかなように、従来の $\text{SiO}_2$ -Si構造の電極によるときは、0.1Hz $\sim$ 30Hzという狭い周波数範囲でのみほぼ一定の容量を示すものであるに比し、本発明の電極(1)によるときは、0.1Hz $\sim$ 1KHzの範囲において一定の容量値を示す。即ち、本発明の電極(1)によるときは、高い周波数成分の信号の検出がし易くなることがわかる。また、本発明による電極(1)では、単位面積当りの静電容量が大きくなるので、低い周波数成分の信号に関してもその検出が容易となる。

次に、同様の生理食塩水中での雑音についてみる。この場合、測定に用いた増幅器は、入力インピーダンスが50M $\Omega$ 以上で、周波数帯域は、0.01Hz $\sim$ 1000Hzである。尚、ペンレコーダの周波数帯域はDC $\sim$ 20Hzである。第15図は、電極(1)の雑音の測定結果であり、第16図はAg-AgCl電極のそれである。第15図及び第16図において、

03

ように、透孔(2)を有する絶縁基板(3)上に、電極(1)の周辺を絶縁性接着剤(4)によつて被覆するように接着し、この接着剤(4)によつてシリコン基体(2)の周辺における漏れ電流を防止する。そして、基体(2)の表面には、基板(3)の透孔(2)を通じてリード線(5)を導電性接着剤(4)によつてとりつけ、このとりつけ部を同様の絶縁性接着剤(4)によつて覆う。尚、この電極(1)のシリコン基体(2)上の $\text{Si}_3\text{N}_4$ 膜(3)の厚さは、1000 $\text{\AA}$ で、その有効面積、即ち周辺の接着剤(4)で覆われていない露出面積は約70 $\text{mm}^2$ となつている。そして、この構造の電極(1)を、参照電極としてのAg-AgCl構造を有する電極(4)と共に、第13図に示すように、0.9%の食塩水溶液中に浸漬する。この場合、Ag-AgCl電極(4)は、電極(1)の有効面積の約300倍の面積に選ばれている。第14図中曲線(4)は、このようにして生理食塩溶液中で測定した電極(1)の周波数-静電容量特性である。一方、第12図に示したと同様の構造とするも、誘電体膜として、第7図に説明したように $\text{SiO}_2$ 膜を用いた従来の $\text{SiO}_2$ -Si構造の電極

(2)

横軸の1目盛は10秒間を、たて軸の1目盛は1 $\mu$ Vを示す。これより明らかなように、Ag-AgCl電極では、増幅器の入力短絡時における雑音とほぼ等しい約2 $\mu$ Vppの雑音が生じているに過ぎないが本発明による電極(1)では、約3 $\mu$ Vppの雑音が生じていて、低い周波数のドリフトの雑音が生じている。しかしながらこの雑音は、従来の $\text{SiO}_2$ -Si電極に比しては可成り改善されたものとなつている。今、0.9%NaCl溶液に、夫々第12図に説明した本発明による電極(1)と、 $\text{SiO}_2$ -Si電極と、Ag-AgCl電極とを浸漬し、このAg-AgClを参照電極として、夫々の電極との間のドリフトを測定した。第17図は打点式ペンレコーダによつて描かせたドリフト測定結果で、同図中(a)はAg-AgCl電極、(b)は $\text{SiO}_2$ -Si電極、(c)は $\text{Si}_3\text{N}_4$ -Si電極のそれである。この場合、使用した増幅器の周波数帯域は、0.01Hz $\sim$ 1000Hzであり、打点ペンレコーダの周波数帯域は、直流DC $\sim$ 2Hzである。第17図において横軸の1目盛は2分を示し、たて軸の1目盛は50 $\mu$ Vを示す。これ

04

より明らかなように、Ag-AgCl 電極では、約5.0  $\mu$ Vpp のドリフトが生じているに比し、従来のSiO<sub>2</sub>-Si 電極では、その2倍の約10.0  $\mu$ Vpp のドリフトが生じている。また、このSiO<sub>2</sub>-Si 電極では、Ag-AgCl 電極に比較して高い周波数成分のドリフトが生じている。これに比し、第17図中(c)に示されるように、本発明によるSi<sub>3</sub>N<sub>4</sub>-Si 電極においては、約6.0  $\mu$ Vpp のドリフトが生じているものの、Ag-AgCl 電極よりやや大きいという程度であり、SiO<sub>2</sub>-Si 電極の場合に比べては、格段的に減少している。

上述したように本発明による電極(1)は、温度依存性が小さく安定した特性を示し、高い周波数信号の検出も可能となり、ドリフト雑音の改善をはかることができる。

次に、本発明による電極によつて脳波測定を行う場合についてみる。

この場合、第18図に示すように、人体の前頭部に、金属電極(1)と、本発明によるSi<sub>3</sub>N<sub>4</sub>-Si 構成を有する電極(1)と、従来のSiO<sub>2</sub>-Si 構成を有

09

ムをとると第20図に示す図が得られた。第20図中(a)は金属電極(1)によるもの、(b)は、本発明による電極(1)によるもの、(c)はSiO<sub>2</sub>-Si 電極(1)によるものである。この場合、(a)と(b)では、即ち金属電極(1)と本発明による電極では、 $\alpha$ 波(10 Hz 付近)の存在が確認できるが、(c)のSiO<sub>2</sub>-Si 電極(1)では、この $\alpha$ 波は、わずかに確認できる程度で、ハムによる波形の歪みが、このパターンに生じている。そしてこのSiO<sub>2</sub>-Si 電極(1)によるものは、0~10 Hz での成分が多くなっている。これは、電極自体のドリフト雑音によるものと思われ、第19図(c)の脳波の波形で基線が太くなつて表われたことと一致する。そして、金属電極による場合、50 Hz 付近の成分が殆んど存在していないのに比べ、本発明による電極(1)と、SiO<sub>2</sub>-Si 電極(1)においてこの付近の成分が存在していることや、第19図において、(b)及び(c)に示された本発明による電極(1)及びSiO<sub>2</sub>-Si 電極(1)によつて測定された波形が(a)の金属電極(1)の波形に比し、その基線が太くなつてい

09

る電極(1)とを夫々とりつけ、耳をアースする。ここで、Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>-Si 電極(1)と、SiO<sub>2</sub>-Si 電極(1)とは夫々電極自体のインピーダンスが高いため、入力インピーダンスが50 M $\Omega$ のインピーダンス変換器を各電極(1)及び(1)と検出装置との間に介存させる。金属電極(1)の頭部へのとりつけは、ペーストによつて行うが、電極(1)及び(1)のとりつけは圧着テープによつて行つた。目を閉じた状態で測定した脳波は、第19図に示すようになった。第19図において(a)は、金属電極(1)によつて測定された脳波、(b)は本発明による電極(1)によつて測定された脳波、(c)はSiO<sub>2</sub>-Si による電極(1)によつて測定された脳波である。金属電極(1)によるものでは $\alpha$ 波が確認され、本発明の電極(1)による場合においても $\alpha$ 波が確認されている。しかし、この電極(1)による場合、金属電極(1)による場合に比し基線がやや太くなつてい

09

る。これは、ハムによる雑音と思われる。そして、SiO<sub>2</sub>-Si 電極(1)による場合は、基線が更に太くなつていて、雑音も多くなつてい

る。この波形の周波数スペクトラ

これら電極(1)及び(1)に対し、インピーダンス変換器が直接的に接続されていないことによつて、各電極(1)及び(1)とインピーダンス変換器との間のリード線によつて拾われる雑音と思われる。

したがつて本発明による電極(1)を使用するに当つては、電極(1)とインピーダンス変換器とはできるだけ接近させて雑音を拾い易いリード部分をできるだけ短くし、インピーダンスを低めてから検出回路に信号が送られるようにすることが望まれる。また、S/N比を向上させるには、電極(1)よりとり出された信号は、できるだけ雑音を拾う以前においてこれを増幅して検出回路に送られることが望まれる。更に、生体電気現象の測定をするに、人体に一定の電気信号を与えてその信号が生体電気現象によつて受ける歪を検出する場合の、その人体に与える電気信号を得るための変調回路とその信号を検出する復調回路においても、これら回路と電極とは、できるだけ近接させて両者間に介存するリード部は短いことが望ましい。

そこで、電極(1)に対してできるだけ近接して設

09

けられることが望まれる回路、若しくは回路素子は、電極(1)を配置する電極構体内に設ける。しかしながら生体電極は、通常、これが損耗しやすいので、比較的頻繁に使い捨てが行われる。したがって、上述した要求から電極構体に、上述したような回路又は回路素子を配設するも、この回路又は回路素子は繰返し使用することができるよう、これに対し電極(1)を着脱交換できるようにする。

このようにした電極構体の一例を第21図を参照して説明するに、図中(40)はこの電極構体を全体として示す。この電極構体(40)は電極(1)を保持する第1の部材(41)と、この第1の部材(41)と着脱自在に連結され、上述したように、電極(1)に近接して接続されるべき例えば、半導体集積回路から成るインピーダンス変換器、増幅器、更にAM、FM、PM各変調、或いはこれの組合せによる変調を行う各変調器、及び復調器等の回路又は回路素子(43)を保持する第2の部材より構成される。

第1及び第2の各部材(41)及び(42)は、夫々絶縁体、例えば樹脂モールド体によつて構成し得る。第1

(40)

に、第1の部材(41)と第2の部材(42)とを嵌合させるとき、第1の部材(41)の導体(45)の柱体(46)の端部と弾性的に接触する弾性接点(47)を設ける。また、この部材(42)中には、インピーダンス変換器等の回路又は回路素子(43)が例えばこの部材(42)のモールド成型時に埋込まれる。そして、この回路又は回路素子(43)の入力端子リードは、例えば接点(47)が溶接され部材(42)に埋置された導体(45)に半田付け等をもつて電氣的に接続される。そして、この第2の部材(42)から、回路又は回路素子(43)よりの出力端子リード等のリード線(48)例えばインピーダンス変換器の出力リード線、接地リード線、正及び負の各電圧端子リード線等が導出される。

更に、凹部(49)の内面、例えば凹部(49)の内周面又は底面の少くとも何れか一方には、部材(42)の成型と同時にこれと一体に、信号通路に汗等の液が流入することのないように環状の1本又は複数本の堰(50)を設ける。

このような構成による電極構体(40)は、脳波等の測定に當つて生体に電極(1)の $\text{Si}_3\text{N}_4$ 膜(3)が密着す

(21)

の部材(41)は、例えば円板ないしは円柱状に形成され、その一方の面(41a)に臨んで電極(1)を配設する凹部(40)が設けられる。この凹部(40)の底面には、金属導体(45)が配置される。この導体(45)には、これと一体に柱体(46)が設けられ、部材(41)のモールド成型時にこの柱体(46)が部材(41)を貫通して面(41a)とは反対側の面(41b)に露呈するように埋込む。そして、凹部(40)内の導体(45)上に電極(1)を、シリコン基体(2)と導体(45)とが電氣的に連結されるように敷せ、絶縁性の接着剤(47)によつて、電極(1)を固着する。この時電極(1)の $\text{Si}_3\text{N}_4$ の誘電体膜(3)の周縁部を除く大部分が面(41a)とほぼ同一平面内において外部に露呈するようにする。また、部材(41)の面(41b)に片寄る側の周面は、面(41a)側の周面より小径となし、この小径部の外周に螺子溝(48)を形成する。

第2の部材(42)は、例えば第1の部材(41)の大径部における外径とほぼ同径の円板状ないしは円柱状に形成され、第1の部材(41)の螺子溝(48)と螺合する母螺(49)を有する凹部(49)が設けられ、この凹部(49)内

(42)

るように圧着テープによつてとりつける。

上述の電極構体(40)によれば、これ自体にインピーダンス変換器等の回路又は回路素子(43)が内蔵されるようにしたので、この回路又は回路素子(43)と電極(1)との間に介存されるリード長を微減でき、これによつて雑音を拾うような現象を効果的に回避できるものである。そして、上述の構成によれば、電極構体(40)にインピーダンス変換器等の回路又は回路素子(43)を設けるものであるが、電極(1)が配置される部材(41)と、この回路又は回路素子(43)が配置される部材(42)とは別体に構成したので、部材(42)に対し、部材(41)のみを交換することによつて損耗の激しい電極(1)を新しい電極、即ち新しい部材(41)と交換しても、高価な回路又は回路素子(43)は、これを繰返し使用できるという実用上の利益がある。

尚、上述した例では、電極構体(40)に本発明による電極(1)、即ち誘電体を用いた電極のみを配置したものであるが、或る場合は、第22図に示すように、第1の部材(41)の電極(1)が配置された面(41a)

(22)



に、電極(1)と並置して、金属電極(4)を配置し、電極(1)と金属電極(4)とを選択的に若しくは同時に使用するようにすることもできる。図示の例では、金属電極(4)を、電極(1)のまわりに環状に配置した場合である。第1の部材(4)中には、金属電極(4)下にこれと電気的に接続され、他方の部材(4)と接合される側の面に端部が導出された環状の導電体(4)を埋置し、一方第2の部材(4)の、第1の部材(4)と連結した状態で導電体(4)と電気的に接触する環状の導電体(4)を埋置し、リード線(4)をもつて外部に電気的に導出させるとか、回路(4)に直流増幅器等の金属電極(4)に連結されるべき回路が具備されている場合には、これにリード線(4)を接続し、図示しないが回路(4)より必要なリード線を外部に導出し検出回路に導く。

このように金属電極(4)をも配置した構造とする時は、これによつて直流分の検出も可能となつて測定目的、題様に依じて本発明の誘電体による電極(1)と金属電極との双方の特徴、利点を生かした測定ができるので、その測定目的、題様に依じて

四

電極と共にPH溶液に浸漬し、そのPHの値が夫々4.0、5.4、8.5、9.2、10.5のものについて夫々直流電流電圧特性を測定すると第23図中曲線(4)〜(4)に示すようになる。これら曲線より明らかのように各溶液で、電圧が増加するにつれ、電流も増加する。このようにPHの変化によつてその直流電流電圧特性が変化するので、これを利用することによつて電極(1)を用いてPH測定を行うことができる。尚、このように、電極(1)は、PHによつてその特性が変化するが、これは直流に対しての現象であるので脳波等の測定において交流信号の検出に関してこのPHの依存性による問題はない。尚、Ag-AgCl電極側を正極とし、 $Si_3N_4-Si$ 電極(1)側を負極とするときは、PH変化による電流変化は認められず、また、不安定な特性を示した。

図面の簡単な説明

第1図は本発明による生体用電極の一例の構成図、第2図はその $Si_3N_4$ 膜のCVD装置の構成図、第3図はその処理時間と膜厚の関係を示す図、第

四

生体に対し、電極(1)と他の金属電極を貼り変える手間や、測定条件の変化を来すような不都合を回避できる利益がある。

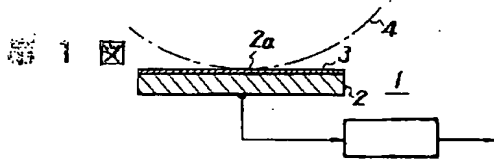
又、第21図及び第22図に示した例では、螺子溝(4)と母線(4)とを夫々部材(4)及び(4)を構成するモールド体に形成した場合であるが、或る場合は、これらモールド体に夫々螺子溝(4)及び母線(4)が施こされた金属筒体を埋置し、ゆえに金属筒体を電極(1)或いは(4)と回路又は回路(4)或いはリード線(4)に接続することができる。即ちこれら金属筒体を前述の導電体(4)又は(4)と、(4)又は(4)とに置き換えることができる。

尚、上述の本発明による $Si_3N_4-Si$ 構成による電極(1)は、上述した脳波測定のみならず、心電図、筋電図等の測定のための電極として用いることができる。更にこの本発明による $Si_3N_4-Si$ 構成による電極は、PH測定に用いることもできる。即ち、本発明による $Si_3N_4-Si$ 構成の電極(1)を第12図に示したと同様の構成として、これを、電極(1)の有効面積の約300倍の面積のAg-AgCl構成の

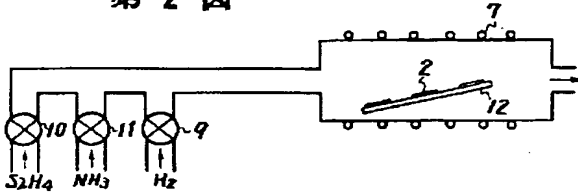
四

4図は本発明による電極の特性測定のための構成図、第5図はその電流電圧特性曲線図、第6図は直流抵抗-温度特性曲線図、第7図は比較例となる従来の電極の構成図、第8図は容量-温度特性図、第9図はインピーダンス-温度特性曲線図、第10図はインピーダンス-周波数特性曲線図、第11図は容量-周波数特性曲線図、第12図は、本発明電極の他の特性の測定のための構成図、第13図はその測定態様図、第14図は容量-周波数特性曲線図、第15図及び第16図は雑音測定波形図、第17図は打点式ペンレコーダによるドリフト測定結果を示す図、第18図は脳波測定の説明図、第19図は脳波の測定波形図、第20図は脳波検出の周波数スペクトラム、第21図及び第22図は夫々本発明による電極を用いた電極構体の例を示す拡大断面図、第23図はPH溶液中の直流電流特性曲線図である。

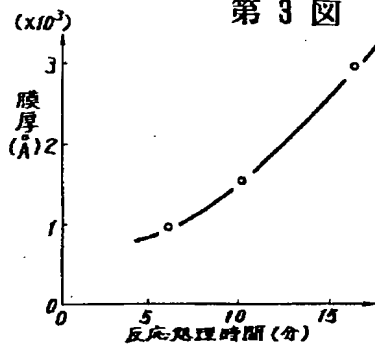
(1)は本発明による生体用電極、(2)はシリコン基体、(3)は $Si_3N_4$ 誘電体膜、(4)は電極構体、(4)及び(4)はその第1及び第2の部材である。



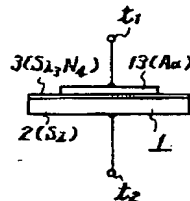
第 2 図



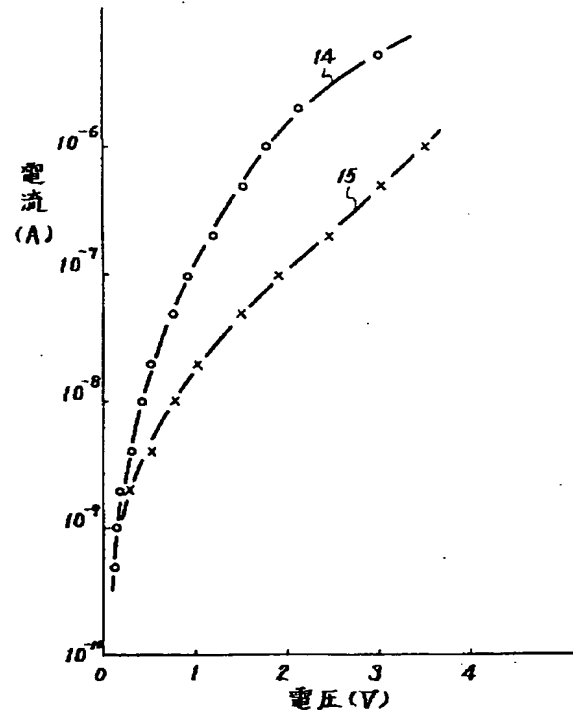
第 3 図



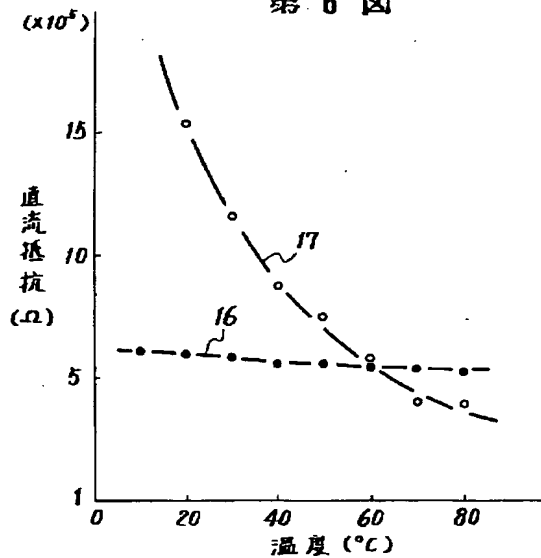
第 4 図



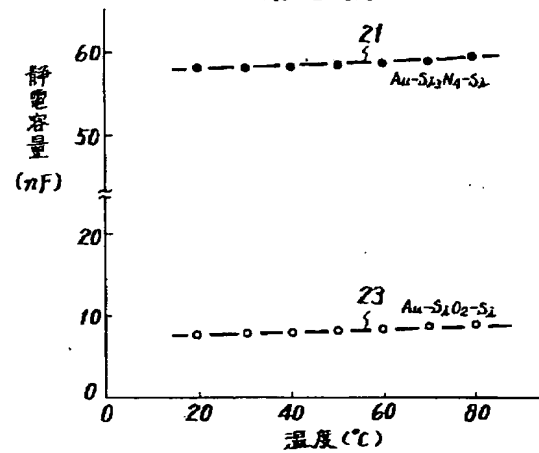
第 5 図



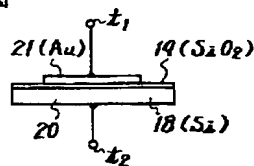
第 6 図



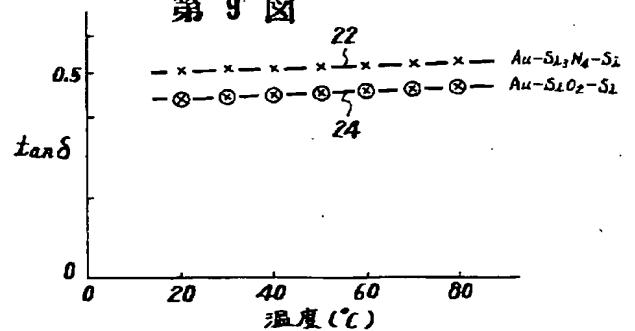
第 8 図

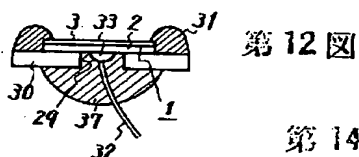
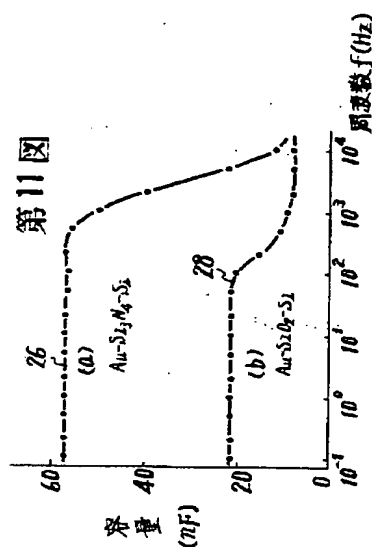
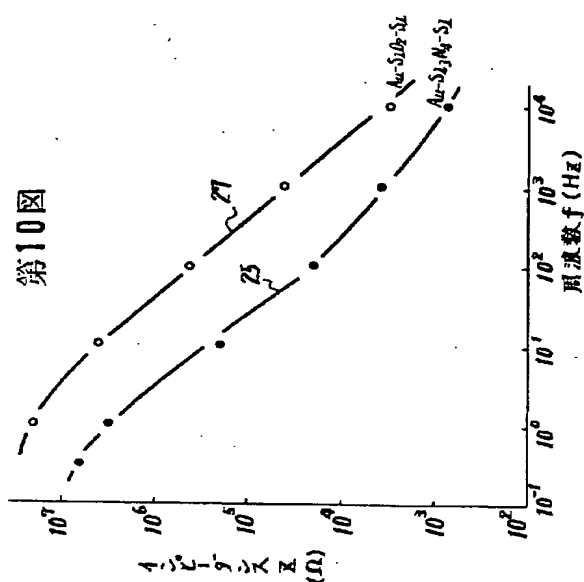


第 7 図

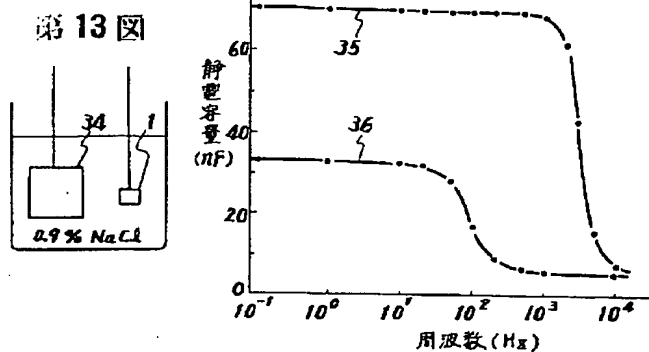


第 9 図

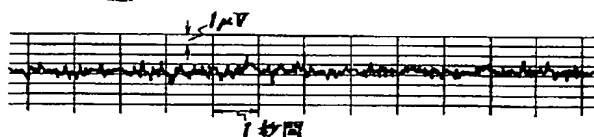




第14図



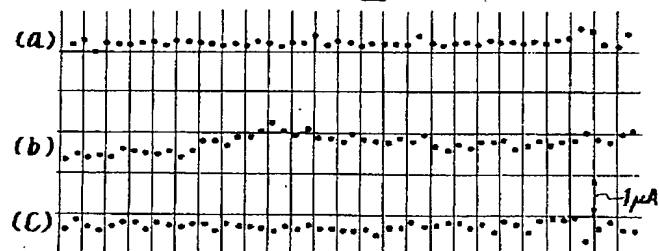
第15図



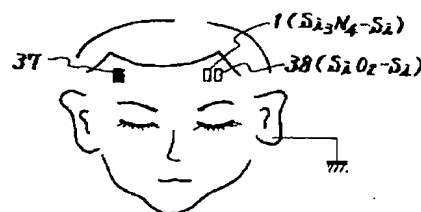
第16図



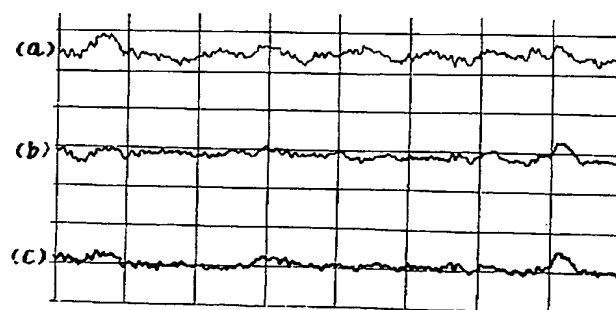
第17図



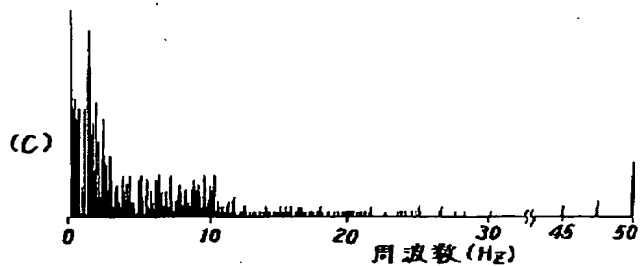
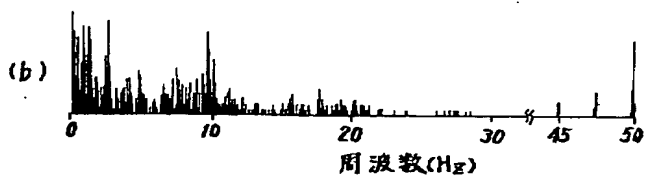
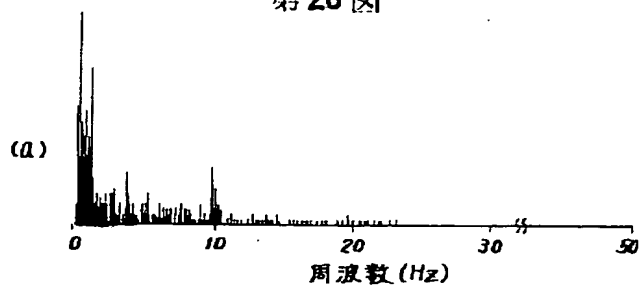
第18図



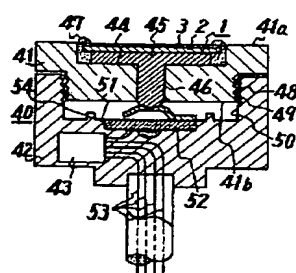
第19図



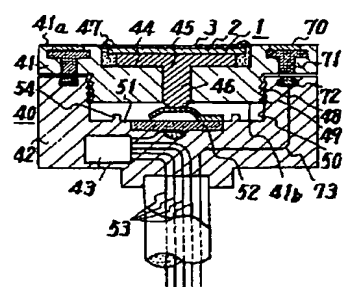
第20図



第21図



第22図



第23図

